

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 84110952.3

(61) Int. Cl.⁴: A 61 M 1/28

(22) Anmeldetag: 13.09.84

(30) Priorität: 15.09.83 DE 3333362

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
24.07.85 Patentblatt 85/30

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB IT SE

(71) Anmelder: Fresenius AG
Gluckensteinweg 5
D-6380 Bad Homburg(DE)

(72) Erfinder: Polaschegg, Hans-Dietrich, Dr.
Grünwiesenweg 9
D-6370 Oberursel 4(DE)

(74) Vertreter: KUHNEN & WACKER Patentanwaltsbüro
Schneggstrasse 3-5 Postfach 1729
D-8050 Freising(DE)

(54) Peritonealdialysegerät.

(57) Peritonealdialysegerät mit einem einlumigen Katheter (90), aus dem mit einem intermittierend betriebenen Kreislauf Dialysierflüssigkeit aus dem Peritoneum eines Patienten (P) in ein Speichergefäß (72) gepumpt und anschließend an einer Dialysemembran (49) vorbeigeführt wird, an der sowohl der Stoffaustausch als auch die Entziehung von Ultrafiltrat stattfinden kann. An dieser Membran (49) des Dialysators (48) findet eine Sekundärdialyse statt, wobei auf der anderen Seite der Membran (49) eine Dialysierflüssigkeit mit einer osmotisch wirksamen Substanz im Single-Pass-Betrieb vorbeigeführt wird. Vorzugsweise besteht der Peritonealdialysekreislauf aus zwei Dialysatoren (48,112), wobei der eine Dialysator (48) mit einem üblichen Dialysegerät (12) und der Ausgang des zweiten Dialysators (112) mit dem Katheter (90) des Patienten (P) verbunden ist.

EP 0 149 001 A1

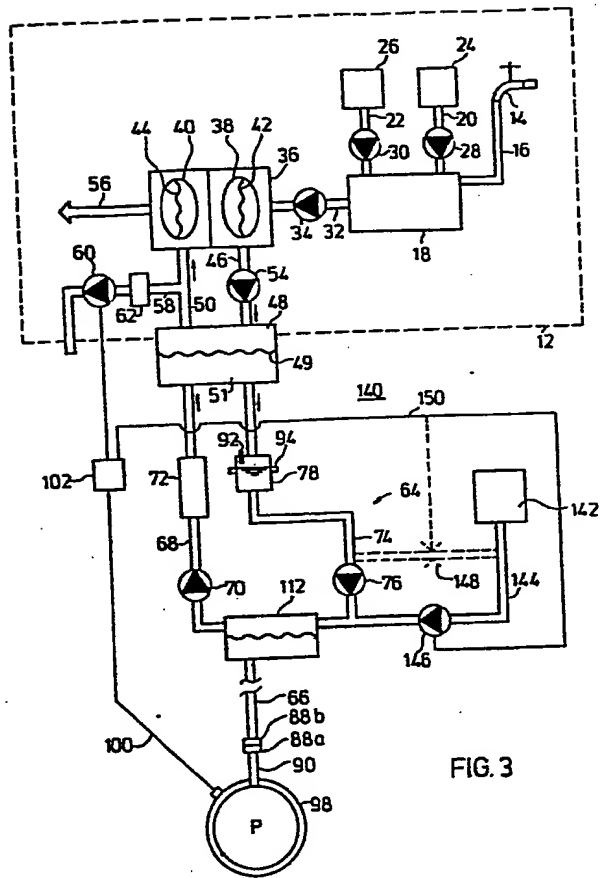


FIG. 3

FRESENIUS AG
6380 Bad Homburg vdH

- 55 FR 0809 4/k -

Peritonealdialysegerät

Die Erfindung geht aus von einem Peritonealdialysegerät mit wenigstens einem Dialysator, der durch eine Membran in eine erste und zweite Kammer geteilt ist, wobei die erste Kammer über einen ersten Kreislauf mit einem Katheter verbunden ist und die zweite Kammer über einen zweiten Kreislauf mit einer Vorrichtung zur Bereitstellung von Dialysierflüssigkeit verbunden ist und jeweils in jeden Kreislauf wenigstens eine Pumpe eingeschaltet ist.

Bei der Peritonealdialyse muß die zugeführte Peritonealspülflüssigkeit absolut steril sein, da es ansonsten zu der gefürchteten Peritonitis kommt. Derartige Sterilitätsprobleme treten üblicherweise bei der Hämodialyse nicht auf, da das Blut über ein eigenes Abwehrsystem verfügt, das eindringende Keime normalerweise beseitigt. Ein solches Abwehrsystem ist jedoch nicht im Peritoneum vorhanden, mit der Folge, daß die Peritonealdialyse unter den vorstehend erwähnten absolut sterilen Bedingungen durchgeführt werden muß.

1 Aus "DIALYSIS + TRANSPLANTATION", Vol.12, 1983, S.385, ist ein
Peritonealdialysegerät vorgeschlagen worden, das über einen
Peritonealdialyseflüssigkeitskreislauf und über einen sekundä-
5 ren, nicht sterilen Dialysierflüssigkeitskreislauf verfügt,
wobei beide Flüssigkeitskreisläufe durch ein Hämodialysefilter
voneinander getrennt sind. An der Membran des Hämodialysefil-
ters erfolgt die Abscheidung der in der Peritonealdialysier-
flüssigkeit enthaltenen Stoffwechselprodukte durch Diffusion
10 durch die Membran in die nicht-sterile Dialysierflüssigkeit.
Demzufolge kommt es zu einer dauernden Entfernung von harn-
pflichtigen Substanzen, nicht jedoch von osmotisch durch das
Peritoneum freigesetztem Wasser.

15 Die in dieser Veröffentlichung beschriebene Peritonealdialyse-
apparat weist folgende Nachteile auf:

Der Peritonealdialysekreislauf ist mit einem doppellumigen
Katheter verbunden, so daß zugleich ein Einpumpen und Abpumpen
von Flüssigkeit erfolgen kann und somit zu befürchten ist, daß
20 eine bestimmte Flüssigkeitsmenge sofort nach dem Einpumpen
wieder abgepumpt wird und dadurch dauernd der Dialyse entzogen
ist. Hierdurch wird bei dieser stetig betriebenen Maschine die
Dialysierdauer verlängert, also das Peritoneum häufig länger
als erwünscht belastet.

25

Weiterhin wird gemäß dieser Veröffentlichung ein doppellumiger
Katheter eingesetzt, der nur bei dieser Vorrichtung, nicht je-
doch für andere Behandlungsmethoden einsetzbar ist. So kann
30 die darin beschriebene Peritonealdialyseapparat nicht bei
einem Patienten eingesetzt werden, der der kontinuierlichen
ambulant Peritonealdialyse (CAPD) unterzogen wird. Da bei
dieser Methode ein einlumiger Katheter eingesetzt wird, schei-
det ein Dauerbetrieb des Peritonealdialysekreislaufs aus. In-
35 folgedessen können CAPD-Patienten nicht an eine derartige Vor-
richtung angeschlossen werden.

1 Des weiteren ist bei der bekannten Vorrichtung keine Ultrafil-
tration bei sekundärer Dialyse möglich und darüber hinaus zu
befürchten, daß bei der üblicherweise eingesetzten Single-Pass-
Vorrichtung dies u.U. zu einer Infusion in den Peritonealdia-
5 lysekreislauf kommen kann, so daß der Peritonealraum mit einer
zusätzlichen Flüssigkeitsmenge gefüllt wird, was höchst uner-
wünscht ist.

Schließlich ist die bekannte Maschine nicht ausreichend gegen
10 einen ersten Fehler sicher. Die bekannte Vorrichtung soll die
im Peritonealraum befindliche Spülflüssigkeit stets von den
Stoffwechselprodukten befreien, d.h. es soll nicht die gesamte
Spülflüssigkeit, wie bei der CAPD üblich, nach einem bestimmten
Intervall durch eine frische Spülflüssigkeit ersetzt werden. Bei
15 dieser sekundären Dialyse wird jedoch nicht-sterile Dialysier-
flüssigkeit an einem Hämodialysefilter entlanggeführt, das wäh-
rend des Betriebs nicht auf seine Dichtigkeit überprüft werden
kann. Infolgedessen wird ein Patient zwangsläufig mit Keimen
infiziert, wenn ein Riß, also ein erster Fehler, im Hämodialy-
20 sator auftritt, was durchaus nicht unüblich ist. Dies hat zur
Folge, daß eine derartige Vorrichtung aus Sicherheitsgründen
nicht eingesetzt werden kann.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Peritoneal-
25 dialysegerät der eingangs erwähnten Art so fortzubilden, daß es
bei CAPD-Patienten unter Einhaltung der Sicherheitsbestimmungen
eingesetzt werden kann.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt dadurch, daß der Katheter
30 einlumig ausgebildet ist, in den ersten Kreislauf ein Dialyse-
filter derart eingeschaltet ist, daß die erste Kammer des
Dialysefilters mit einer Zu- und Ableitung sowie mit der ersten
Kammer des Hämodialysators einen geschlossenen Kreislauf bildet
und die zweite Kammer des Dialysefilters über eine Leitung mit
dem Katheter verbunden ist, und in die dem Dialysefilter zu-
35 gehende Leitung eine erste Pumpe und die vom Dialysefilter ab-
gehende Leitung eine zweite Pumpe und stromab der zweiten Pumpe
ein Speichergefäß eingeschaltet sind.

1 Mit der erfindungsgemäßen Peritonealdialysemaschine kann nunmehr
auch ein CAPD-Patient behandelt werden, der über einen einlumi-
gen Katheter verfügt. Der einzige Anschluß dieser Peritoneal-
dialysemaschine wird mit dem Katheter des Patienten verbunden,
5 wobei dem Patienten intermittierend eine bestimmte Flüssigkeits-
menge zugeführt und danach wieder abgeführt wird.

Diese Vorrichtung ist darüber hinaus gegen einen ersten auftre-
tenden Fehler, insbesondere gegen Membranbruch, als gesichert
10 anzusehen, da es als sehr unwahrscheinlich anzusehen ist, daß
zugleich zwei Fehler, also zwei Membranbrüche, in unterschied-
lichen Filtern vorkommen können.

Die Anordnung eines derartigen zweiten Filters hat darüber
15 hinaus noch den Vorteil, daß ein in sich geschlossener Kreis-
lauf entsteht, der im intakten Zustand gegenüber Keimen abge-
schlossen ist und somit auch als eigensteril anzusehen ist.

Infolgedessen muß lediglich Sorge getragen werden, daß die vom
20 zweiten Filter abgehende Leitung steril bleibt, damit der Pa-
tient immer wieder an diese Anordnung angeschlossen werden
kann.

Das erfindungsgemäße Peritonealdialysegerät kann von einem
Patienten im Gegensatz zu der üblichen Hämodialyse ohne Auf-
25 sicht betrieben werden, da es infolge seiner Betriebssicher-
heit keine Aufsichtsprobleme aufwirft.

Des weiteren werden sicher im Peritoneum freigesetzte Proteine
zurückgehalten und bleiben im Peritoneum, wo sie wiederum re-
30 sorbiert werden.

Gegenüber der CAPD-Behandlung ist der Betrieb der erfindungs-
gemäßen Peritonealdialysemaschine erheblich billiger, so daß
mehr Dialysierflüssigkeit eingesetzt werden kann, mit der
35 Folge, daß die Behandlungszeit erheblich verkürzt wird. In-
folgedessen reicht üblicherweise eine Behandlung des Patienten
über Nachtaus, so daß der Patient am Tag sich frei bewegen
kann.

1 Schließlich kann auch die unbeständige Bicarbonat-Dialysier-
flüssigkeit unmittelbar von der Peritonealdialysemaschine her-
gestellt und dem Patienten zur Verfügung gestellt werden. In-
folgedessen können Lactat oder Acetat enthaltende Dialysier-
5 flüssigkeiten, die weniger verträglich sind, durch die Bicar-
bonat enthaltende Dialysierflüssigkeit ersetzt werden.

Weiterhin kann mit dem erfindungsgemäßen Peritonealdia-
lysegerät auf der Seite der Bereitstellung der Dialysier-
10 flüssigkeit mittels einer Einrichtung zur Entziehung von
Ultrafiltrat eine entsprechende Menge Wasser dem Patienten
entzogen werden, wobei dies wahlweise gesteuert oder nicht
gesteuert erfolgen kann.

15 In nichtgesteuerter Weise wird dem Patienten anhand von
empirisch ermittelten Werten die entsprechende Menge Ul-
trafiltrat während der Behandlung entzogen. Dabei fließt
die restliche Menge Ultrafiltrat nach dem Entkuppeln des
Konnektors in einen Beutel ab.

20 Andererseits kann jedoch auch die Ultrafiltration gesteu-
ert durchgeführt werden, wobei erfindungsgemäß zwei Vari-
anten eingesetzt werden.

25 Die erste Variante sieht den Einsatz eines druckempfind-
lichen Gürtels vor, der um den Bauch des Patienten ge-
legt ist. Die durch die Osmose erzeugte Ultrafiltratmenge
bewirkt dabei eine Vergrößerung des Bauchumfangs und
hierdurch eine Spannung im Gürtel, die einen entspre-
30 chenden Detektor betätigt. Dieser druckempfindliche De-
tektor löst eine Steuerungseinrichtung aus, die die Ul-
trafiltratpumpe betätigt.

Eine andere Variante nutzt dagegen die Vergrößerung der
35 Wassermenge in dem abgeschlossenen Raum, der aus dem
Peritoneum einerseits und dem geschlossenen extrakorpo-
ralen Kreislauf andererseits besteht. In dies m ge-

- 1 schlossenen Raum wird mit wachsender Ultrafiltratmenge
die Konzentration einer Substanz gesenkt, die gelöst oder
suspendiert in der Dialysierflüssigkeit vorgesehen ist
und mittels eines Detektors feststellbar ist. Der sich
5 bei der Peritonealdialyse einstellende Konzentrations-
gradient kann daher zur Steuerung der Ultrafiltration
eingesetzt werden, wobei lediglich die ursprüngliche Kon-
zentration und die Konzentration bei der Behandlung mit-
einander verglichen werden müssen. In einer üblichen Kom-
10 paratorschaltung kann dann die Ultrafiltratpumpe solange
betrieben werden, bis die ursprüngliche Konzentration der
zu detektierenden Substanz wieder erreicht ist, d.h. die
osmotisch erzeugte Ultrafiltratmenge abgepumpt ist.
- 15 Vorteilhafterweise weist die Vorrichtung zur Bereitstel-
lung der Dialysierflüssigkeit einen Konzentratbehälter
auf, der die osmotisch wirkende Substanz, insbesondere
Glucose, konzentriert enthält. Diese osmotisch wirkende
Substanz wird der die üblichen Elektrolytmengen enthal-
20 tenden Dialysierflüssigkeit in den gewünschten osmotisch
wirksamen Mengen zugesetzt und zum Hämodialysator ge-
pumpt. Hierin erfolgt über die Membran hinweg der Aus-
gleich der osmotisch wirksamen Menge, die teilweise im
Peritoneum resorbiert wird und daher nachgeführt werden
25 muß. Im Gegensatz hierzu soll jedoch die zur Steuerung
der Ultrafiltration eingesetzte Substanz im wesentlichen
nicht im Peritoneum resorbiert oder verändert werden.

- 30 Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile sind aus der
nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen
unter Bezugnahme auf die Zeichnung ersichtlich.

1

Es zeigen

Fig. 1 ein Schema einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Peritonealdialysegerätes,

5

Fig. 2 ein Schema einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Peritonealdialysegerätes,

Fig. 3 eine schematische Darstellung einer dritten Ausführungsform, die im wesentlichen auf die erste Ausführungsform zurückgeht,

10

Fig. 4 eine schematische Darstellung einer vierten Ausführungsform, bei der lediglich eine Bilanzkammer zum Einsatz kommt und

15

Fig. 5 ein Schema einer fünften Ausführungsform eines Peritonealdialysegeräts mit einem Steuergerät, mit dem spezielle Füll-, Desinfektions- und Prüfprogramme durchgeführt werden können.

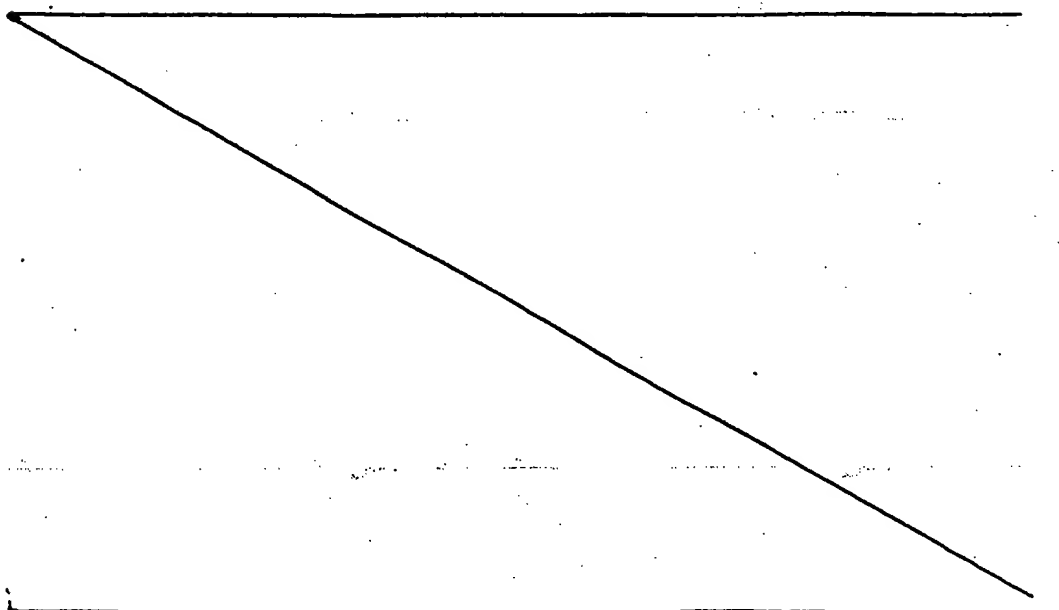
20

In Fig. 1 ist mit 10 das erfindungsgemäße Peritonealdialysegerät gezeigt, das vorteilhafterweise eine Einrichtung zur Bereitstellung der Dialysierflüssigkeit 12 aufweist, was in Fig. 1 gestrichelt dargestellt ist. Diese Einrichtung 12 ist vorteilhafterweise in einer üblichen Hämodia-

25

30

35



1 lysevorrichtung vorgesehen, wie sie beispielsweise von
der Anmelderin unter der Bezeichnung A 2008 vertrieben
wird. Eine derartige Hämodialysevorrichtung wird vorteil-
hafterweise im sogen. Single-Pass betrieben, d.h. die
5 Dialysierflüssigkeit wird nur einmal durch den Dialysator
geschickt und anschließend verworfen. Weiterhin wird die-
se Einrichtung vorteilhafterweise volumengesteuert nach
dem sogen. Bilanzkammerprinzip betrieben, wie dies in der
DE-OS 28 38 414 beschrieben ist, auf deren Offenbarung
10 ausdrücklich Bezug genommen wird.

In Fig. 1 ist diese bilanzierende Vorrichtung schematisch
dargestellt. Die Einrichtung 12 weist dementsprechend
einen Frischwasseranschluß 14 auf, der über eine Leitung
15 16 mit einer Einheit 18 zur Erzeugung der Dialysierflüs-
sigkeit verbunden ist.

Die Einheit 18 ist weiterhin über Leitungen 20, 22 mit
dem das Elektrolytkonzentrat enthaltenden Behälter 24
20 bzw. dem das Konzentrat der osmotisch wirksamen Substanz
enthaltenden Behälter 26 verbunden. In die Leitungen 20
und 22 sind jeweils Pumpen 28 und 30 eingeschaltet, die
die Konzentrate im Umschalttakt chargenweise zufördern,
der ebenfalls, wie nachstehend erläutert, die Bilanzkam-
25 mern steuert. Die Pumpe 30 zur Förderung des Konzentrats
der osmotisch wirksamen Substanz, die vorteilhafterweise
Glucose ist, kann vorteilhafterweise entsprechend der in
der Dialysierflüssigkeit gewünschten Konzentration der
osmotisch wirksamen Substanz eingestellt werden. Üblicher-
30 weise liegt die Konzentration der Glucose dabei in der
fertigen Dialysierflüssigkeit in einem Bereich von 1,5 -
4,25 ‰, was einer theoretischen Osmolarität von etwa 358
- 516 mosm/l entspricht. Gewöhnlich wird dabei das Kon-
zentrat der osmotisch wirksamen Substanz in ähnlicher
35 Weise wie das Elektrolytlösungskonzentrat um den Faktor
35 verdünnt, d.h. das Konzentrat muß um einen entspre-
chenden Faktor angereichert sein.

- 1 Die Einheit 18 weist weiterhin eine übliche nicht gezeigte Erwärmungs- und Entgasungseinrichtung auf, mit der die Dialysierflüssigkeit erwärmt und entgast wird.
- 5 Weiterhin ist die Einheit 18 über eine Leitung 32, in die eine Förderpumpe 34 eingeschaltet ist, mit der Bilanzkammergruppe 36 verbunden, die in Fig. 1 nur schematisch dargestellt ist. Vorteilhafterweise enthält die Bilanzkammergruppe zwei Bilanzkammern 38 und 40, die durch eine Membran 42 und 44 in die jeweiligen Bilanzkammerhälften geteilt sind. Die Art und Weise des Betriebs dieser Bilanzkammern ist ebenfalls in der DE-OS 28 38 414 beschrieben, worauf Bezug genommen wird.
- 10
- 15 Die Bilanzkammergruppe 36 ist über eine Leitung 46 mit dem Einlaß eines Dialysators 48 verbunden, während der Auslaß des Dialysators 48 über eine Leitung 50 mit der Bilanzkammergruppe 36 verbunden ist. Somit entsteht ein geschlossener Kreislauf zwischen der einen Kammer des
- 20 Dialysators 48 über die Leitungen 46 und 50 mit der Bilanzkammergruppe 36.

Im Betrieb werden die Bilanzkammern 38 und 40 jeweils entweder mit der Dialysierflüssigkeit gefüllt und zugleich

25 von gebrauchter Dialysierflüssigkeit entleert oder die bereits mit Dialysierflüssigkeit gefüllte Kammer wird mittels einer in die Leitung 46 eingeschalteten Pumpe 54 entleert, wobei die gebrauchte Dialysierflüssigkeit in die andere Bilanzkammerhälfte zurückgeführt wird. Sobald

30 sich die Membranen 42, 44 an die Wand der Bilanzkammern 38, 40 angelegt haben, erfolgt die Umschaltung über entsprechende, nicht gezeigte Ventile, so daß sich die Betriebsweise der Bilanzkammern umkehrt. Die Abförderung der verbrauchten Flüssigkeit erfolgt dabei über die Lei-

35 tung 56.

1 Um diesem geschlossenen System Ultrafiltrat zu entnehmen,
ist die Leitung 50 mit einer Leitung 58 verbunden, in die
eine Ultrafiltratpumpe 60 eingeschaltet ist. Die hierbei
entnommene Flüssigkeit wird vorteilhafterweise in einem
5 Entgasungsgefäß 62 entgast, wie dies ebenfalls in der
DE-OS 28 38 414 beschrieben ist. Demgemäß arbeitet die
UF-Pumpe 60 vorteilhafterweise volumetrisch, wobei ins-
besondere eine Kolben- oder Membranpumpe zum Einsatz kom-
men kann.

10

Als Dialysator 48 kommt vorteilhafterweise ein üblicher
Hämodialysator in Frage, der als Platten- oder Hohlfaser-
dialysator ausgebildet sein kann. Derartige Dialysatoren
besitzen eine Durchlaßgrenze von ca. 5.000 - 10.000 MG und ver-
15 hindern somit im unversehrten Zustand den Durchtritt von
Bakterien von der Seite der Membran, aus der die Zufüh-
rung der frisch hergestellten Dialysierflüssigkeit er-
folgt, also von der Seite der Einrichtung 12. Demzufolge
muß nicht unbedingt absolut sterile Dialysierflüssigkeit
20 eingesetzt werden, da die Sterilfiltrierung an dem Hämo-
dialysefilter erfolgen kann. Andererseits kann jedoch
auch ein übliches Hämofilter eingesetzt werden, dessen
Trenngrenze unterhalb des Molekulargewichts von Albumin
(60.000 MG) liegt, wodurch das bei der CAPD-Behandlung
25 unvorteilhafte Entfernen dieses Proteins vermieden wird.

Auf der anderen Seite der Membran des Dialysators 48 ist
ein Kreislauf 64 vorgesehen, der nur von einer Leitung
66 her beschickt werden kann. Der Kreislauf 64 weist eine
30 von der Leitung 66 abgehende Leitung 68 auf, die an ihrem
anderen Ende mit dem Einlaß des Dialysators 48 verbunden
ist. In diese Leitung 68 ist eine Pumpe 70, vorzugsweise
eine peristaltische Pumpe, sowie ein Speichergefäß 72
eingeschaltet.

35

Vom Dialysator 48 geht auf dieser Seite der Membran eine
weitere Leitung 74 ab, in die ebenfalls eine Pumpe 76
sowie gegebenenfalls eine Tropfkammer 78 eingeschaltet ist.

- 1 Di se Leitung 74 führt zur Leitung 66 zurück, so daß
also ein y-förmiger Übergang zwischen der Leitung 66,
der Leitung 68 und der Leitung 74 gebildet wird.
- 5 Als Speichergefäß 72 kommt vorteilhafterweise ein
schlauchartiges Gefäß in Frage, dessen Wände kollabier-
bar sind. Ein solcher Schlauch kann beispielsweise in
Form eines Beutels ausgebildet sein.
- 10 In einer ersten Ausführungsform ist die Wand dieses
Speichergefäßes 72 zwar kollabierbar, jedoch nicht er-
weiterbar. Ein derartiges Speichergefäß ist beispiels-
weise in der US-PS 37 91 767 beschrieben, auf deren
Offenbarung Bezug genommen wird.
- 15 In einer zweiten Ausführungsform läßt sich die Wand des
kollabierbaren Speichergefäßes elastisch erweitern und
geht nach entsprechender Entlastung wieder in seinen Aus-
gangszustand zurück. Demzufolge kann anstelle der Pumpe
20 76, die zur Entleerung des Speichergefäßes 72 dient,
auch eine in Fig. 2 gezeigte Klemme 80 eingesetzt werden,
die im Gegentakt zur Pumpe 70 arbeitet. Ein derartiges
Speichergefäß 72 mit erweiterbarer Wand ist beispiels-
weise in der DE-OS 31 31 075 offenbart, auf die wiederum
25 ausdrücklich Bezug genommen wird.
- Das Speichergefäß 72 soll im Speicherzustand etwa 300 -
700, insbesondere etwa 500 ml Dialysierflüssigkeit auf-
nehmen. Demzufolge muß ein Speichergefäß mit nicht er-
30 weiterbarer Wand wenigstens ein solches Innenvolumen zur
Verfügung stellen, während ein Speichergefäß mit elasti-
scher Wand hinsichtlich seines Innenvolumens kleiner
ausfallen kann, beispielsweise um den Faktor 2 - 3 in
seinem Volumen geringer sein kann.
- 35 Anstelle der Pumpe 70 kann vorteilhafterweise eine Balg-
pumpe 82 eingesetzt werden, wie dies in Fig. 2 gezeigt

1 ist. Die Balgpumpe 82 ist über eine Leitung 84 mit dem
Gehäuse 86 verbunden, in dem das Speichergefäß 72 ange-
ordnet ist. Dieses Speichergefäß 72 kann mit nicht er-
weiterbarer Wand ausgebildet sein, weist jedoch vorteil-
5 hafterweise eine erweiterbare Wand auf. Während die er-
ste Anordnung in der US-PS 37 91 767 beschrieben ist,
ist die zweite Anordnung in der DE-OS 32 05 449 be-
schrieben. Die Beschreibung dieser Patentschriften wird
wiederum zu Offenbarungszwecken des Gegenstandes der
10 Erfindung herangezogen.

Wie aus Fig. 1 ersichtlich ist, kann die Leitung 66 über
einen Konnektor 88 mit dem Katheter 90 verbunden sein,
der im Peritoneum des Patienten implantiert ist. Ander-
15 rerseits kann jedoch auch die Leitung 66 unmittelbarer
Bestandteil des Katheters 90 sein, beispielsweise mit
dem Katheter verschweißt sein, ohne daß ein Konnektor 88
vorgesehen ist. In einem solchen Fall ist jedoch die
Leitung 66 über eine spezielle Schlauchschweißmaschine
20 vom Katheter reversibel abtrennbar.

Ein Konnektorsystem, das als Konnektor 88 eingesetzt
werden kann, ist beispielsweise in der DE-OS 29 47 574
beschrieben, auf deren Offenbarung ebenfalls Bezug ge-
25 nommen wird.

Durch Öffnen des Konnektors 88 und entsprechendes Ver-
schließen der Konnektorteile kann also der Patient von
dem Peritonealdialysegerät 10 getrennt und zur Behand-
30 lung wieder angeschlossen werden.

Das in Fig. 1 gezeigte Peritonealdialysegerät 10 arbeitet
auf folgende Weise:

35 Zunächst wird das Peritoneum des Patienten P mit steriler
Dialysierflüssigkeit gefüllt, wie dies beispielsweise
bei der CAPD der Fall ist. Hierzu wird ein die entspre-
chende Menge Dialysierflüssigkeit enthaltender Beutel

1 über den Konnektor 88 an den Katheter 90 angeschlossen
und entleert. Anschließend wird diskonnektiert und der
Patient über den Konnektor 88 an das Peritonealdialyse-
5 gerät 10 angeschlossen, das bereits vollständig mit der
entsprechenden Dialysierflüssigkeit gefüllt ist.

Die Dialysierflüssigkeit wird zunächst in der Einheit 12
aus den entsprechenden Konzentraten und Leitungswasser
erzeugt und durch die Pumpe 34 der Bilanzkammergruppe 36
10 erwärmt und entgast zugeführt. Diese Bilanzkammergruppe
36 schickt die bereitgestellte Dialysierflüssigkeit in
volumetrisch gesteuerter Weise durch den Dialysator 48,
ohne daß zunächst ein Unterdruck zur Erzeugung der Ul-
trafiltration angelegt wird. Infolge der inkompressiblen
15 Eigenschaften der Dialysierflüssigkeit kommt es daher zu
keinem Abzug von Wasser aus dem gesamten geschlossenen
System.

Auf der anderen Seite der Membran 49 wird die im Perito-
20 neum und dem Kreislauf befindliche Dialysierflüssigkeit
intermittierend umgepumpt. Hierzu wird zunächst die Pum-
pe 70 in Betrieb gesetzt, während die Pumpe 76 steht
oder die Klemme 80 die Leitung 74 verschließt. Die Pumpe
70 zieht also eine entsprechende Menge Flüssigkeit, bei-
25 spielsweise 300 - 700, insbesondere ca. 500 ml, ab und
pumpt diese Flüssigkeitsmenge in das Speichergefäß 72.
Anschließend wird die Pumpe 70 abgeschaltet und sperrt
somit den Rückfluß in der Leitung 68. Mit dem Abschalten
der Pumpe 70 wird die Pumpe 76 in Betrieb gesetzt oder
30 die Klemme 80 geöffnet. Hierauf wird die im Speicher-
gefäß 72 befindliche Flüssigkeit abgepumpt und dabei an
der Membran 49 des Dialysators 48 entlanggeführt. Da das
Peritoneum als primäre Membran dient und durch Diffusion
die entsprechenden Stoffwechselprodukte in die im Peri-
35 toneum befindliche Flüssigkeit aus dem Blut abgegeben
hat, werden diese Stoffwechselprodukte ebenfalls an der
Dialysemembran 49 vorbeigeführt und diffundieren infolge

1 des Konzentrationsgradienten durch die Membran 49 und
werden anschließend mit der gebrauchten Dialysierflüs-
sigkeit über die Leitung 56 in den Abfluß befördert.
Nach der Diffusionsbehandlung gelangt die Dialysierflüs-
5 sigkeit in eine Tropfkammer 78, die vorteilhafterweise
ein hydrophobes Filter 92 aufweist, an dem die Luft ab-
geschieden werden kann und die die Flüssigkeitshöhe in
der Tropfkammer 78 festlegt. Eine derartige Tropfkammer
ist beispielsweise in der DE-OS 31 15 299 beschrieben,
10 auf deren Offenbarung Bezug genommen wird. An dem Außen-
umfang der Tropfkammer ist ein Sensor 94 angeordnet, mit
dem das Flüssigkeitsniveau in der Tropfkammer 78 fest-
gestellt werden kann. Sinkt dieses Flüssigkeitsniveau
unter eine bestimmte Grenze, so wird die Pumpe 76 abge-
15 stellt bzw. die Klemme 80 geschlossen.

Andererseits muß jedoch die Tropfkammer 78 nicht zwangs-
läufig vorgesehen sein. In diesem Fall wird die Pumpe 76
solange betrieben, bis der Speicher 72 vollständig ent-
20 leert ist. Nachdem die Dialysierflüssigkeit wieder in
das Peritoneum des Patienten zurückgepumpt ist, beginnt
von neuem die Entnahme von Dialysierflüssigkeit durch
Einschalten der Pumpe 70 bzw. 82. Ist eine Pumpe 82 am
Außenumfang des Speichergefäßes 72 vorgesehen, so ist in
25 der Nähe des y-förmigen Übergangs eine Klemme 96 vorge-
sehen, wie dies in Fig. 2 gezeigt ist. Diese Klemme 96
weist dabei die Wirkung der stehenden Pumpe 70 auf,
sperrt also die Leitung 68..

30 Die vorstehende Verfahrensweise betrifft lediglich die
Reinigung des Patienten von Stoffwechselprodukten, nicht
jedoch seine Entwässerung, die nur durch die Ultrafil-
tration bewirkt werden kann.

35 Da an den Patienten selbst kein Unterdruck angelegt wer-
den kann, erfolgt die Entnahme des Wassers primär durch
die Osmose, wobei die in der Dialyseflüssigkeit enthal-

1 tene osmotisch wirksame Substanz, beispielsweise Glucose,
in der vorstehend angegebenen Konzentration diese Ultra-
filtration bewirkt. Das sich im Peritoneum sammelnde
Wasser bewirkt eine Vergrößerung des Bauchumfangs, so daß
5 ein auf diese Vergrößerung ansprechender Gürtel 98 zur
Regulierung der Ultrafiltration eingesetzt werden kann.
Dieser auf den Umfang ansprechende Gürtel 98 ist über
eine Leitung 100 mit einem Ultrafiltrationsregelgerät
102 verbunden, das seinerseits die Ultrafiltratpumpe 60
10 steuert. Die Ultrafiltratpumpe 60 entnimmt daher in Ab-
hängigkeit von dem Signal des Gürtels 98 eine bestimmte
Menge Dialysierflüssigkeit und erzeugt durch seine Ent-
nahme einen Unterdruck an der Membran 49, mit der Folge,
daß die gleiche Menge Dialysierflüssigkeit aus dem
15 Kreislauf 64 und in Verbindung damit aus dem Peritoneum
entnommen wird.

Hinzuzufügen ist, daß die osmotisch wirkende Substanz,
wie Glucose, Fructose, Mannose, Maltose u.dgl., teil-
20 weise im Peritoneum resorbiert wird, so daß deren Kon-
zentration bei der CAPD kontinuierlich absinkt. Mit dem
erfindungsgemäßen Peritonealdialysegerät wird jedoch
das Absinken der Konzentration verhindert, da die Ein-
richtung 12 stets frische Dialysierflüssigkeit an der
25 Membran 49 vorbeiführt, was bei einem an der Membran 49
vorliegenden Konzentrationsgradienten zu einem Konzen-
trationsausgleich auf der Seite des Peritoneums führt.
Demgemäß bleibt die osmotisch wirksame Konzentration der
osmotisch wirkenden Substanz während der Behandlung im
30 wesentlichen aufrechterhalten.

In Fig. 2 ist eine weitere bevorzugte Ausführungsform
eines Peritonealdialysegerätes 110 gezeigt, wobei für
gleiche Teile, die gleichen Bezugszeichen, wie in Fig. 1
35 verwendet werden. Weiterhin ist aus Gründen der Über-
sichtlichkeit die Einrichtung 12 zur Bereitstellung von
Dialysierflüssigkeit weggelassen.

- 1 Diese in Fig. 2 gezeigte besonders bevorzugte Ausführungsform weist zusätzlich zu der Ausführungsform gemäß Fig. 1 ein Dialysefilter 112 auf, dessen Auslaß mit dem einen Ende der Leitung 68 verbunden ist, die bekanntlich
5 mit ihrem anderen Ende mit dem Dialysator 48 verbunden ist. Der Einlaß des Dialysefilters 112 steht weiterhin mit dem Ende der Leitung 74 in Verbindung, die sich bis zum Auslaß des Dialysators 48 erstreckt.
- 10 Demgemäß ist also die y-förmige Verzweigung gemäß Fig. 1 aufgehoben, die zwischen den Leitungen 68 und 74 einerseits und der Leitung 66 andererseits gebildet wird. Diese Leitung 66 ist mit dem Filtratauslaß des Dialysefilters 112 verbunden, so daß also ein völlig geschlossener
15 Kreislauf gebildet wird, der aus der Leitung 68, der ersten Membrankammer des Dialysators 48, der Leitung 74 und der ersten Kammer des Dialysefilters 112 besteht. Lediglich durch die Poren der Membranen des Dialysators 48 und des Dialysefilters 112 besteht die Möglichkeit
20 des Stoffaustausches unter Ultrafiltration. Vorzugsweise sind die Porengrößen dieser Membranen derart beschaffen, daß ein Eindringen von Keimen in diesen geschlossenen Kreislauf nicht möglich ist. Wie bereits vorstehend erwähnt, weist der übliche Dialysator eine Porengröße von
25 etwa 30 - 80 Å auf, während der Dialysefilter 112 die gleiche Porengrößenverteilung oder aber erheblich darüberliegende Porengrößen aufweist. Bevorzugt ist dabei ein Dialysefilter 112, das eine erheblich größere mittlere Porengrößenverteilung aufweist, beispielsweise
30 Moleküle mit einem Molekulargewicht (MG) von wenigstens 30.000 nicht mehr durchläßt. Die obere Grenze derartiger Porengrößen ist die Keime sicher zurückhaltende Porengröße, die etwa zwischen 0,2 und 0,5 µm liegt.
- 35 Ein Beispiel für ein derartiges Filter 112 ist der bei der Hämofiltration eingesetzte Hämofilter, der eine Trenngrenze von etwa 30.000 MG besitzt, also sicher

1 noch Albumin mit 60.000 MG zurückhält.

Falls jedoch das Albumin nicht zurückgehalten werden
soll, können auch Kaskadenfilter eingesetzt werden, die
5 eine Trenngrenze von etwa 200.000 - 400.000 MG aufweisen.

Besonders bevorzugt ist eine Anordnung gemäß Fig. 2, die
einerseits einen Hämodialysator als Dialysator 48 mit
einer Trenngrenze von 5.000 - 10.000 MG besitzt und an-
10 dererseits einen Hämofilter als Dialysefilter 112 auf-
weist, dessen Trenngrenze in einem Bereich von 20.000 -
400.000 MG liegt.

Wie bereits vorstehend erläutert, handelt es sich bei
15 dem System gemäß Fig. 2 um ein abgeschlossenes System,
das auch im unbenutzten Zustand, d.h. also im entkop-
pelten Zustand, eigensteril ist. Demzufolge müssen also
die kostspieligen Filter 48 und 112 nicht zwangsläufig
nach jeder Behandlung ausgetauscht werden.

20 Um ein Brechen der Membranen in den Filtern 48 und 112
zu erkennen, ist in einer weiteren, in Fig. 2 gezeigten
Ausführungsform eine Überwachungseinrichtung 114 vorge-
sehen, die mit den Sensoren 116, 118 und/oder 120 zu-
25 sammenwirkt. Diese Sensoren sind über entsprechende Lei-
tungen 122, 124 und 126 mit der Überwachungseinrichtung
114 verbunden.

Um ein Leck in den Membranen der Filter 48 und 112 zu
30 erkennen, ist in dem geschlossenen Kreis, der zwischen
den Filtern gebildet wird, eine von diesen Sensoren 116
- 120 erkennbare Substanz vorgesehen, deren Molekülgröße
so groß ist, daß das Molekül eine unbeschädigte Membran
nicht durchdringen kann.

35 Bei einem üblichen Hämodialysator kommt hierfür Inulin,
Myoglobin, Stärke, Hydroxyethylstärke, Polysaccharide,
wie Dextrane, in Frage, die gegebenenfalls einen detek-

1 tierbaren Molekülbestandteil aufweisen. Zu derartigen
detektierbaren Molekülbestandteilen gehören beispiels-
weise flouoreszierende oder im sichtbaren Bereich ab-
sorbierende Molekülbestandteile, die an das Grundmolekül
5 kovalent gebunden sind, beispielsweise Dextranblau. Sol-
che Molekülbestandteile werden auch als Label gekenn-
zeichnet.

Wie aus der Fig. 2 ersichtlich ist, sprechen die Detek-
10 toren 116 und 120 erst bei einem Durchtreten derartiger
"Sicherheitssubstanzen" an, was zu dem Abschalten der
gesamten Anordnung führt. Andererseits kann der Detek-
tor 118 auf eine Verarmung, d.h. Konzentrationsabnahme
derartiger Substanzen ansprechen, was ebenfalls zum Ab-
15 schalten der Vorrichtung führt.

Wie bereits erwähnt, müssen also die Sicherungssubstanzen
in ihrer Größe so ausgelegt sein, daß sie sicher von den
Membranen der Filter 48 und 112 zurückgehalten werden.

20

In einer weiteren Ausführungsform werden die Substanzen
so gewählt, daß sie die Membran des Dialysators 48 nicht
durchdringen können, jedoch durch die Membran des Dialy-
sefilters 112 ohne Schwierigkeiten diffundieren können.

25 In einem solchen Fall ist also das Molekulargewicht die-
ser Substanzen geringer als die Trenngrenze des Dialyse-
filters 112. Demzufolge kommt es zu einer Diffusion die-
ser Substanz durch die Membran des Dialysefilters 112
in das Peritoneum, so daß diese Substanz grundsätzlich
30 nicht toxisch sein darf. Weiterhin soll diese Substanz
für die erfindungsgemäßen, nachstehend erläuterten,
Zwecke möglichst nicht von der Membran des Peritoneums
resorbiert werden.

35

Wie bereits vorstehend erläutert, ist die durch Osmose
im Peritoneum freigesetzte Wassermenge nicht ohne wei-
teres festzustellen, so daß sich die Ultrafiltration
durch die Einrichtung 112 nicht sonderlich einfach ge-

1 staltet. In der R gel wird man daher entweder empirisch
vorgehen, also die Pumpe 60 mit einer bestimmten Pump-
rate betreiben, oder aber den druckempfindlichen Gürtel
98 einsetzen. In der nunmehr erläuterten Ausführungsform
5 wird die im Kreislauf 64 und im Peritoneum befindliche
Flüssigkeit in erster Näherung als konstant bezeichnet.
In dieser Flüssigkeitsmenge ist innerhalb relativ kurzer
Zeit die zur Erkennung des Osmosewassers eingesetzte Sub-
stanz gleichmäßig verteilt, so daß mit Hilfe des Sensors
10 116 und/oder 118 eine Anfangskonzentration c_0 dieser
Substanz festgestellt werden kann. In diesem speziellen
Fall sind die Sensoren 116 oder 118 über die Leitungen
128 und 130 mit dem Ultrafiltrationssteuergerät 132 in
Verbindung. Dieses Ultrafiltrationssteuergerät 132
15 speichert die ursprüngliche Konzentration c_0 der Sub-
stanz, die mit fortschreitender Osmose kontinuierlich
abnimmt, wenn man voraussetzt, daß die Resorption dieser
Substanz durch das Peritoneum in erster Näherung vernach-
lässigbar ist. Demzufolge wird die Anfangskonzentration
20 c_0 im Steuergerät 132 gespeichert und mit dem jeweiligen
Ist-Wert verglichen. Anschließend steuert dieses Gerät
132 die Pumpe 60 über die Leitung 134 solange, bis der
ursprüngliche Konzentrationswert wieder erreicht ist.

25 Als Detektoren kommen dabei übliche Fluoreszenz-, Absorp-
tions-, oder Transmissions-Detektoren in Frage, die auch
auf kleinste Substanzmengen ansprechen können. Im übrigen
entspricht die Wirkungsweise des in Fig. 2 gezeigten
Peritonealdialysegerätes 110 der Wirkungsweise des Ge-
30 räts 10 gemäß Fig. 1. Es wird also auch hier ebenfalls
intermittierend Dialyseflüssigkeit dem Peritoneum ent-
nommen, wobei entweder das in Fig. 2 gezeigte Pumpsystem
mit der Pumpe 82 oder das in Fig. 1 gezeigte Pumpsystem
mit der Pumpe 70 zum Einsatz kommen kann. Von Bedeutung
35 ist in beiden Fällen, daß die Konzentration der osmotisch
wirksamen Substanz im gesamten System ständig auf einen
bestimmten Wert eingestellt wird und somit konstant

1 bleibt. Dies ist von Vorteil gegenüber der CAPD-Behandlung, bei der die osmotisch wirksame Substanz in ihrer Wirkung nachläßt, was sowohl auf die Verdünnung infolge
5 Osmose als auch auf die Resorption der osmotisch wirksamen Substanz durch die Membran des Peritoneums zurückzuführen ist. Beides wird mit dem erfindungsgemäßen Peritonealdialysegerät 10 oder 110 verhindert, da einerseits das durch die Osmose entstandene Wasser mittels Ultrafiltration durch den Dialysator 48 abgepumpt werden
10 kann und andererseits die Konzentration der osmotisch wirksamen Substanz stetig nachgesteuert wird. Allerdings ist dabei zu beachten, daß der Patient nicht in einen hyperglycämischen Schock fällt, was u.U. bei der Gabe von zu viel Glucose der Fall sein könnte.

15 In einer speziellen Variante wird die Osmose daher nur zu Beginn der Behandlung betrieben, d.h. nach einer bestimmten Zeit, innerhalb der die gewünschte Flüssigkeitsmenge durch die Osmose freigesetzt wird, wird die
20 Glucose aus der gesamten Dialysierflüssigkeit dadurch entfernt, daß die Zuführung von Glucosekonzentrat eingestellt wird. Dies hat zur Folge, daß die Glucose durch Diffusion innerhalb kurzer Zeit aus dem gesamten Peritonealkreislauf verschwindet. Insofern kann auch
25 dann die Ultrafiltrationssteuerung eingestellt werden. Es erfolgt danach nur noch die Entfernung von Stoffwechselprodukten durch Diffusion, nicht jedoch mehr die Freisetzung von Wasser mittels Osmose.

30 In Fig. 3 ist eine weitere Ausführungsform eines Peritonealdialysegeräts 140 gezeigt, das besonders vorteilhaft ist und das im wesentlichen von den in Fig. 1 und 2 gezeigten Ausführungsformen Gebrauch macht. So ist, ähnlich wie in Fig. 2, das Dialysefilter 112 mit den Leitungen 68 und 74 auf der einen Seite der Membran und mit
35 der Leitung 66 auf der anderen Seite der Membran verbunden, so daß wiederum, wie in Fig. 2 erläutert wurde, ein

- 1 ein geschlossener Krieslauf gebildet wird, der aus den Leitungen 68 und 74 sowie jeweils der einen Dialysefilterkammer der Dialysefilter 48 und 112 gebildet wird.
- 5 Der geschlossene Kreislauf weist jedoch gemäß Fig. 3 die Pumpen 70 und 76 in den Leitungen 68 bzw. 74 auf, die gemäß der in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform vorteilhafterweise als peristaltische Pumpen ausgebildet sind.
- 10 Bezüglich der Eigenschaft und Wirkungsweise des Filters 112 wird auf die Beschreibung zu Fig. 2 und bezüglich der Pumpen 70 und 76 wird auf die Beschreibung zu Fig. 1 Bezug genommen.
- 15 Diese in Fig. 3 dargestellte, besonders bevorzugte Ausführungsform eines Peritonealdialysegeräts 140 kann zusätzlich mit einem Gefäß 142 verbunden sein, das eine Zusatzflüssigkeit enthält. Eine derartige Zusatzflüssigkeit wird dann eingesetzt, wenn die Dialysebehandlung
- 20 des Patienten verbessert werden soll. So können beispielsweise besonders kostspielige Arzneimittel, wie Insulin, Chelatbildner, die Filtrationseigenschaften des Peritoneums verbessernde Substanzen u.dgl., in einem derartigen Gefäß 142 steril vorgelegt werden.
- 25 Das Gefäß 142 ist über eine Leitung 144 stromab der Pumpe 76 mit der Leitung 74 verbunden, wobei in die Leitung 144 eine Pumpe 146 eingeschaltet ist.
- 30 Andererseits kann jedoch auch die Leitung 144 stromauf der Pumpe 76 mit der Leitung 74 verbunden sein, wie dies in Fig. 3 gestrichelt dargestellt ist. In einem solchen Fall ist anstelle der Pumpe 146 eine Klemme 148 vorgesehen, die die Leitung 144 entsprechend abklemmt oder
- 35 öffnet, wie dies nachstehend erläutert ist.

1 Aus dem Gefäß 142 wird nun auf folgende Weise die Zusatz-
flüssigkeit entnommen:

Wenn die Pumpe 70 in Betrieb ist, also die Pumpe 76
steht bzw. bei der in Fig. 2 gezeigten Ausführungsform
5 die Klemme 96 geöffnet und die Klemme 80 geschlossen ist,
ist die Pumpe 146 außer Betrieb bzw. die Klemme 148 ge-
schlossen.

Beim Inbetriebsetzen der Pumpe 76 bzw. Öffnen der Klemme
10 80 und Abschalten der Pumpe 70 bzw. Schließen der Klemme
96 wird die Pumpe 146 entsprechend einer vorgewählten
Fördermenge in Betrieb gesetzt. Andererseits wird die
Klemme 148 derart geöffnet, daß die gewünschte Menge
Flüssigkeit aus dem Gefäß 142 entnommen werden kann.
15 Bevorzugt ist jedoch der Einsatz einer Pumpe 146, da
hierdurch eine genaue Zudosierung der zusätzlichen Flüs-
sigkeit möglich ist.

Wie in Fig. 3 gezeigt, ist die Pumpe 146 bzw. die Klemme
20 148 über eine elektrische Leitung 150 mit dem Ultrafil-
trationsregelgerät 102 verbunden. Gemäß dieser Ausfüh-
rungsform wird nämlich durch die zusätzliche Zuführung
einer Flüssigkeit aus dem Gefäß 142 die dem Patienten zu-
geführte Flüssigkeitsmenge kontinuierlich erhöht, was zu
25 einer nachteiligen Überwässerung des Patienten führen
kann.

Das Ultrafiltrationssteuergerät 102 betätigt zur Vermei-
dung dieser Probleme seinerseits die Ultrafiltrations-
30 pumpe derart, daß sie eine derartige Menge an Flüssigkeit
abzieht, die der von der Pumpe 146 zugeführten zusätzli-
chen Flüssigkeitsmenge entspricht. Dementsprechend wird
bereits durch die Vorwahl der durch die Pumpe 146 zuzu-
führenden Flüssigkeitsmengen die Förderrate der Ultrafil-
35 trationspumpe programmiert, mit der Folge, daß die Flüs-
sigkeitsbilanz bei Zuführung einer zusätzlichen Flüssig-
keit aus einem Gefäß 142 im wesentlichen ausgeglichen

- 1 ist. Anzumerken ist, daß die Ultrafiltrationspumpe 60
diese Flüssigkeitsmenge natürlich zusätzlich zu der zu
ultrafiltrierenden Menge abzieht, so daß im Beispiels-
fall die Ultrafiltrationspumpe doppelt programmiert
5 werden muß, nämlich in der tatsächlich zu ultrafiltrie-
renden Menge und in der Menge, die dem Patienten aus dem
Gefäß 142 zusätzlich zugeführt wird und die demzufolge
zusätzlich abgeführt werden muß.
- 10 Andererseits kann die Ultrafiltrationspumpe 60 natürlich
auch geregelt mit Hilfe des Gürtels 98 Ultrafiltrat ent-
ziehen, so daß eine derartige Vorprogrammierung unnötig
ist.
- 15 Vorteilhafterweise wird man jedoch die Ultrafiltratpumpe
60 programmiert gesteuert einsetzen, wie dies nachstehend
erläutert ist.

- 20 Die vom Peritoneum eines Patienten durch Osmose entwickel-
te Wassermenge hängt im wesentlichen von der Osmolarität,
d.h. dem Gehalt der osmotisch wirkenden Substanz in der
Dialysierflüssigkeit ab und ist darüber hinaus patienten-
spezifisch. Dementsprechend kann ein Patient nach ent-
sprechender Bestimmung der von ihm entwickelten Ultra-
25 filtratmenge bei Verwendung einer Dialysierflüssigkeit
mit bestimmter Zusammensetzung vor der Peritonealdialyse
die Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit durch ent-
sprechende Wahl der Menge der osmotisch wirksamen Sub-
stanz und somit indirekt die zu entwickelnde Ultrafil-
30 tratmenge bestimmen. Zu Beginn der Peritonealdialyse
programmiert er also die Einheit 18 zur Erzeugung der
Dialysierflüssigkeit, die dann eine entsprechend zusam-
mengesetzte Dialysierflüssigkeit zur Verfügung stellt.
Des weiteren wird hierdurch zugleich die Ultrafiltrati-
35 onspumpe 60 derart programmiert, daß im wesentlichen die
vom Patienten entwickelte Ultrafiltratmenge abgezogen
wird. Sofern die Ultrafiltrationspumpe 60 eine geringe

1 Menge Flüssigkeit mehr oder weniger aus dem Peritoneal-
raum abzieht, so schadet dies nicht, da dann entsprechend
weniger Flüssigkeit beim Öffnen des Konnektors 88 aus dem
Peritonealraum des Patienten abfließt.

5

In Fig. 4 ist eine weitere Ausführungsform eines Perito-
nealdialysegeräts 160 gezeigt, das in seinen wesentlichen
Merkmale von dem Peritonealdialysegerät 140 gemäß Fig. 3
Gebrauch macht, so daß wiederum gleiche Bezugszeichen für
10 gleiche Teile verwendet werden.

Das Peritonealdialysegerät 160 gemäß Fig. 4 weist im Ge-
gensatz zu den in Fig. 1 - 3 gezeigten Peritonealdialyse-
geräten nur eine Bilanzkammer 162 auf, die in zwei Bi-
15 lanzkammerhälften 164 und 166 durch die Membran 168 ge-
teilt ist. Von der Bilanzkammerhälfte 164 geht wiederum
die Leitung 32 ab, die mit der Einheit 18 zur Erzeugung
der Dialysierflüssigkeit verbunden ist und in die ein
3-Wege-Ventil 170 eingeschaltet ist. Von diesem 3-Wege-
20 Ventil geht die Leitung 46 zum Dialysator 48 ab.

Die andere Bilanzkammerhälfte 166 ist wiederum mit der
Leitung 76 verbunden, in die ein zweites 3-Wege-Ventil
172 eingeschaltet ist, dessen zweiter Weg mit der Lei-
25 tung 50 verbunden ist.

Da das Peritonealdialysegerät 160 nur intermittierend
betrieben wird, wird gemäß dieser bevorzugten Ausführungs-
form nur eine Bilanzkammer 162 benötigt, die im ersten
30 Takt gefüllt bzw. entleert wird und im zweiten Takt in
einem geschlossenen Kreislauf an den Hämodialysator an-
geschlossen wird, damit durch diesen die Dialysierflüs-
sigkeit gepumpt wird.

35 Um diesen Ablauf zu steuern, ist ein Steuergerät 176 vor-
gesehen, das mit den Pumpen 34, 54, 70 und 76 über die
Leitungen 176, 178, 180 bzw. 182 und mit den 3-Wege-

1 Ventilen 170 und 172 über die Leitungen 184 und 186 verbunden ist.

5 Das Taktsteuergerät 174 steuert im ersten Takt das Peritonealdialysegerät 160 auf folgende Weise:

10 Die Pumpe 70 wird in Betrieb genommen und füllt das Speichergefäß 72, während die Pumpe 76 steht. Weiterhin werden die 3-Wege-Ventile 170 und 172 derart geschaltet, daß die Bilanzkammerhälften 164 und 166 unmittelbar mit den Leitungen 32 und 56 verbunden sind. Zugleich wird die Pumpe 34 sowie die Einheit 18 in Betrieb genommen, während die Pumpe 54 stillgesetzt wird. Es beginnt also der Füllvorgang der Bilanzkammer 162, wobei die Membran 168 gemäß der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform nach links wandert und hierdurch die gebrauchte Dialysierflüssigkeit in den Abfluß durch die Leitung 56 verdrängt.

20 Wenn die Bilanzkammer 162 mit frischer Dialysierflüssigkeit und das Speichergefäß 72 mit verbrauchter Dialysierflüssigkeit gefüllt sind, schaltet das Taktsteuergerät 174 in den zweiten Takt um, wobei die Pumpen 34 und 70 abgeschaltet, die Pumpen 54 und 76 eingeschaltet und die 3-Wege-Ventile 170 und 172 derart umgesteuert werden, daß die Bilanzkammer 162 mit dem Dialysator 48 einen geschlossenen Kreislauf bildet. Demzufolge wandert die Membran durch die Wirkung der Pumpe 54 nach rechts, wobei frische Dialysierflüssigkeit durch den Dialysator gepumpt und als verbrauchte Dialysierflüssigkeit in die linke Bilanzkammerhälfte 166 zurückkehrt.

30 Sobald das Speichergefäß 72 leergepumpt ist und die Bilanzkammer 162 mit verbrauchter Dialysierflüssigkeit gefüllt ist, steuert das Taktgerät 174 in den ersten Takt zurück, wobei der Füllvorgang von neuem beginnt.

35

- 1 Gemäß den in Fig. 1 - 3 gezeigten Ausführungsformen, bei
denen das Dialysegerät 12 permanent läuft, wird bei der
in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform Dialysierflüssigkeit
nur im ersten Takt zugeführt, während im zweiten Takt die
5 unnötige Förderung an Dialysierflüssigkeit unterbleibt.
Demzufolge erfolgt eine erhebliche Einsparung an Dially-
sierflüssigkeit, die sich letztlich positiv auf die Be-
handlungskosten niederschlägt.
- 10 Schließlich ist in Fig. 5 eine weitere Ausführungsform
eines Peritonealdialysegeräts 200 gezeigt, bei dem so-
wohl ein vollbilanzierendes Dialysegerät 12 gemäß Fig.
1 - 3 als auch eine einzige Bilanzkammer 162 zum Einsatz
kommen kann, wie dies in Fig. 4 gezeigt ist. Demzufolge
15 weist das Peritonealdialysegerät 200 eine übliche Ein-
heit zur Bereitstellung von Dialysierflüssigkeit auf, die
u.a. auch über ein Desinfektionsprogramm verfügt. Diese
Einheit 202 ist über die Leitungen 46 und 50 wiederum
mit dem Dialysator 48 verbunden. Die andere Seite des
20 Dialysators weist wiederum den Kreislauf 64 gemäß Fig. 2,
3 oder 4 auf, in den Pumpen 70, 76 bzw. 82 eingeschaltet
sind und der einen weiteren Dialysator 112 aufweist. Von
diesem Dialysator 112 geht auf der anderen Seite der Mem-
bran eine Leitung 66 ab, die entweder, wie in Fig. 1 - 4
25 gezeigt, über einen Konnektor 88 mit dem Patienten ver-
bunden ist oder aber, wie in Fig. 5 gezeigt, zur Ablass-
leitung 50 zurückgeführt ist. Diese Ablassleitung 50 weist
ein entsprechendes Konnektorteil 204 auf, das mit einem
komplementären Konnektorteil 88b des Konnektors 88 zusam-
30 menwirkt.

Somit entspricht dieses Konnektorteil 204 dem Konnektor-
teil 88a, das sich am Ende des Katheters 90 befindet.
Diese beiden Konnektorteile 204 bzw. 88a sind im unbe-
35 nutzten Zustand jeweils steril dicht verschlossen.

1 Somit ist aus der in Fig. 5 gezeigten Ausführungsform
ersichtlich, daß es sich hier um ein Peritonealdialyse-
gerät 200 handelt, das nicht im Betrieb ist. Ein derar-
tiges Peritonealdialysegerät 200 muß jedoch nach Beendi-
5 gung der Dialyse gespült, desinfiziert, auf seine Dich-
tigkeit geprüft, wiederum gespült und anschließend ge-
füllt werden, um dann erneut wiederum zum Dialyseeinsatz
zu kommen.

10 Zu diesem Zweck ist das Peritonealdialysegerät 200 in der
Leitung 68 mit einer Belüftungsleitung 206 versehen, die
vorteilhafterweise unmittelbar stromauf der Pumpe 70 mit
der Leitung 68 verbunden ist. In diese Entlüftungsleitung
206 ist ein Ventil 208, eine Ausgleichskammer 210 einge-
15 schaltet und am Ende ein steriles, vorteilhafterweise
hydrophobes Belüftungsfilter 212 vorgesehen. Durch dieses
Belüftungsfilter läßt sich bei geöffnetem Ventil 208 der
Kreislauf 64 sowie die mit diesem Kreislauf 64 verbunde-
nen Kammern der Dialysatoren 48 und 112 belüften.

20 Zu diesem Zweck sind die Pumpen 70 und 76 wiederum über
die Leitungen 180 und 182 mit dem Taktsteuergerät 174
verbunden, das weiterhin über die Leitung 214 mit dem
Ventil 208 verbunden ist.

25 Weiterhin weist das Entgasungsgefäß 62 einen Sensor 216
auf, der eine nichtgezeigte Einrichtung zum Abpumpen
überschüssiger Luft aus dem Entgasungsgefäß 62 veranlaßt,
wie dies in der DE-OS 28 38 414 beschrieben ist. Dieser
30 Sensor 216 ist über die Leitung 218 ebenfalls mit dem
Taktsteuergerät 174 verbunden.

35 Weiterhin kann die Leitung 50 mit einem Drucksensor 220
vorteilhafterweise verbunden sein, der über die Leitung
222 mit dem Steuergerät 174 verbunden ist.

1 Das Peritonealdialysegerät 200 gemäß Fig. 5 wird mit
Hilfe des Steuergeräts 174 auf folgende Weise gespült:

5 Die Einheit 202 stellt in der Spülphase eine Spülflüssig-
keit, beispielsweise Wasser, zur Verfügung, wobei jedoch
die volumenkonstante Bilanzierung der Einheit 202 nicht
aufgehoben wird. Demzufolge bleibt der Kreislauf, der aus
der Einheit 202, den Leitungen 46 und 50 und der Dialysa-
10 torkammer des Dialysators 48 besteht, konstant, so daß
das darin befindliche Flüssigkeitsvolumen inkompressibel
bleibt.

Während das Ventil 208 geschlossen bleibt, werden die
Pumpen 70 und 76 derart in Betrieb genommen, daß die
15 Förderrate der Pumpe 76 größer ist als die Förderrate
der Pumpe 70. Dies führt dazu, daß in der Dialysator-
kammer des Dialysators 48, die mit dem Kreislauf 64 ver-
bunden ist, ein Unterdruck entsteht, so daß Spülflüssig-
keit von der einen Kammer durch die Membran in die andere
20 Kammer des Dialysators 48 und von dort in die Leitung 74
gepumpt wird. Da die Pumpe 70 die zugeführte Flüssigkeits-
menge nur teilweise abführen kann, wird der überschüssige Teil
durch den zweiten Filter 112 in die Leitung 66 und von
dort in die Leitung 50 gepreßt, so daß insgesamt ein
25 druckausgeglichenes System erhalten wird. Dabei entspricht
die durch die Dialysatoren 48 und 112 durchgepreßte Flüs-
sigkeitsmenge dem Unterschied der Fördervolumina der Pum-
pen 70 und 76. Diese Differenz kann in das Steuergerät
174 entsprechend einprogrammiert werden.

30 An diese Spülphase schließt sich eine Desinfektionsphase
an, bei der das Peritonealdialysegerät 200 vollständig
mit einer Desinfektionsmittellösung durchgespült wird
und anschließend bis zum erneuten Gebrauch mit diesem
35 Desinfektionsmittel gefüllt bleibt, um eine Verkeimung
der Filter und der Leitungen zu verhindern.

- 1 Zu diesem Zweck wird die Einheit 202 in den Desinfektions-
mittelbetrieb umgeschaltet, so daß anstelle einer Spül-
flüssigkeit eine Desinfektionsmittellösung zugeführt wird.
Dabei läuft die Desinfektionsphase in der gleichen Weise
5 wie die vorstehend beschriebenen Spülphase ab, so daß hier-
auf Bezug genommen wird.

An die Desinfektionsphase schließt sich unmittelbar vor
der erneuten Inbetriebnahme des Peritonealdialysegeräts
10 200 eine Überprüfung des Kreislaufs 64 auf Dichtigkeit,
d.h. auf ein Vorliegen von Lecks an. Zu diesem Zweck ist
das Steuergerät 174 mit der Ultrafiltrationspumpe 60 über
eine elektrische Leitung 224 verbunden.

- 15 In der Überprüfungsphase ist im Gegensatz zur Spül- und
Desinfektionsphase die Pumpe 54 und die Einheit 202 nicht
in Betrieb. Zur Überprüfung des Kreislaufs 64 wird vom
Steuergerät 174 das Ventil 208 geöffnet und die Ultrafil-
trationspumpe 60 mit einer vorbestimmten Förderrate in
20 Betrieb genommen. Hierdurch wird die im Kreislauf 64,
bestehend aus den Leitungen 68 und 74 und den mit diesen
Leitungen verbundenen Dialysatorkammern, enthaltene Flüs-
sigkeit mit Hilfe der Ultrafiltrationspumpe 60 abgepumpt.
Zugleich wird durch das BelüftungsfILTER 212 Luft in die-
25 sen Kreislauf 64 eingepumpt, so daß das Abpumpen in die-
ser Pumpphase praktisch keinen Unterdruck am Drucksensor
220 entstehen läßt. Sobald der Kreislauf 64 mit Luft ge-
füllt ist, steigt der Unterdruck langsam an, was auf die
Nachgiebigkeit (Compliance) der Membranen der Dialysato-
30 ren 48 und 112 zurückzuführen ist. Der von der Ultrafil-
trationspumpe 60 erzeugte Unterdruck vermag jedoch nicht
die in den Kreislauf 64 eingepumpte Luft durch die mit
Wasser benetzten Membranen zu pumpen, so daß am Ende der
Nachgiebigkeitsphase ein im wesentlichen konstantes Un-
35 terdruckniveau zwischen -200 und 600 mbar erreicht wird.
Dieser Verlauf läßt sich mit Hilfe des Drucksensors und
dem damit verbundenen Steuergerät 174 bestimmen, das nach

1 einer vorbestimmten Pumpzeit den Kreislauf 64 als dicht
und somit steril ansieht, wenn ein vom Atmosphärendruck
abweichender Unterdruck erreicht ist. Ein solcher Unter-
druck läßt sich nach einer vorbestimmten Pumpphase dann
5 nicht erreichen, wenn ein Riß in der Membran oder eine
undichte Stelle im Schlauchsystem vorliegt, was zur Folge
hat, daß die gesamten Wegwerfteile ausgetauscht werden
müssen.

10 In einer weiteren Ausführungsform wird anstelle des Druck-
sensors 220 der Niveausensor 216 des Entlüftungsgefäßes
62 benutzt. Bekanntlich schaltet dieser Niveausensor 216
eine nichtgezeigte Entlüftungspumpe ein, wenn durch Zu-
führung von zuviel Luft das Flüssigkeitsniveau im Ent-
15 lüftungsgefäß 62 den Sensor 216 betätigt. Sofern also in
den Dialysatoren 48 oder 112 Membranrisse vorliegen soll-
ten, wird der Niveausensor 216 und damit das Steuergerät
174 betätigt.

20 Im übrigen kann auch der Druckzeitverlauf mit dem Druck-
sensor 220 zur Bestimmung der Dichtigkeit des Peritoneal-
dialysegeräts 200 dienen, da dieser Verlauf bei einer
bestimmten Pumprate jeweils charakteristisch ist.

25 Anzumerken ist, daß während dieser Pumpphase beide Pumpen
70 und 76 den Kreislauf 64 freigeben müssen, d.h. in Be-
trieb genommen werden.

Nach Abschluß der Prüfphase schließt sich eine Spül/Füll-
30 phase an, wobei die Ultrafiltratpumpe 60 abgeschaltet
wird, jedoch das Ventil 208 geöffnet bleibt. Es wird je-
doch nur zunächst die Pumpe 76 eingeschaltet, während die
Pumpe 70 steht. Weiterhin wird aus der Einheit 202 mit
Hilfe der Pumpe 54 wiederum Spülflüssigkeit zur Verfügung
35 gestellt. Vorteilhafterweise geht dabei diese Einheit 202
von dem vorstehend geschilderten geschlossenen, also
volumenstarren zu einen offenen Kreislauf über, so daß

1 das ganze System ohne Schwierigkeiten gefüllt werden kann.

Die Pumpe 76 wird dabei solange betrieben, bis am Steril-
5 filter 212 Spülflüssigkeit auftaucht. Anschließend wird die Pumpe 70 in Betrieb genommen, um die restliche Luft aus dem Kreislauf zu entfernen. Dabei ist die Förderrate der Pumpe 70 vorteilhafterweise geringer als die Förder-
10 rate der Pumpe 76. Dies führt dazu, daß stromab der Pumpe 76 ein Überdruck entsteht, mit der Folge, daß die überschüssige Luft durch das Sterilfilter 212 abgedrückt wird.

Des weiteren wird die in der Leitung 66 enthaltene Des-
15 infektionsmittellösung unter Druck gehalten und wird somit aus dieser Leitung 66 entfernt und durch Spül-
lösung ersetzt.

Sobald sichergestellt ist, daß das gesamte System mit
20 Spüllösung gefüllt ist, erfolgt die Umschaltung in der Einheit 102 auf die Dialysierflüssigkeit, die bei offener oder geschlossener Einheit 202 zugeführt werden kann.

Sobald das Peritonealdialysegerät 200 mit der Dialysier-
25 flüssigkeit gefüllt ist, wird die Leitung 66 von der Leitung 50 durch Öffnen des Konnektors 88b gelöst und mit dem Katheter 90 des Patienten verbunden.

Hierauf erfolgt das Einfüllen einer bestimmten Menge
30 Dialysierflüssigkeit in den Peritonealraum des Patienten, was wiederum in der offenen Stellung der Einheit 202 erfolgt. Vorteilhafterweise werden durch das Steuergerät 174 nur die Pumpen 54 und 76 in Betrieb genommen, durch die eine vorbestimmte Menge Dialysierflüssigkeit in den Peritonealraum des Patienten eingefüllt wird.

35 Sobald diese Menge eingefüllt ist, geht die Einheit 202 in den geschlossenen, volumenkonstanten Kreislauf über

- 1 und das Peritonealdialysegerät 200 wird in der vorstehend beschriebenen Weise bei der Dialyse des Patienten eingesetzt.
- 5 Anzumerken ist, daß der Übergang von der geschlossenen auf eine offene Betriebsweise eines bilanzierten Systems in der De-OS 28 38 414 beschrieben ist, auf deren Offenbarung ausdrücklich Bezug genommen wird.
- 10 Es ist weiterhin denkbar, daß der Kreislauf 64, bestehend aus dem Dialysator 48, den Leitungen 68 und 74 sowie dem Dialysefilter 112, und die hiervon abgehenden Leitungen in einer Kassette zusammengefaßt sind, so daß diese als selbständig handelbares Teil vertrieben werden kann.
- 15 Schließlich kann auch in dem Gefäß 142 für eine Zusatzflüssigkeit die Menge Peritonealspülflüssigkeit vorgelegt werden, die unmittelbar in den Peritonealraum eingepumpt werden soll, so daß sich hierdurch die vorstehend be-
- 20 schriebene Füllphase im offenen System erübrigt.

25

30

35

FRESENIUS AG

6380 Bad Homburg vdH

- 55 FR 0809 4/k -

Patentansprüche

1. Peritonealdialysegerät mit wenigstens einem Dialysator, der durch eine Membran in eine erste und eine zweite Kammer geteilt ist, wobei die erste Kammer über einen ersten Kreislauf mit einem Katheter verbunden ist und die zweite Kammer über einen zweiten Kreislauf mit einer Vorrichtung zur Bereitstellung von Dialysierflüssigkeit verbunden ist und jeweils in jeden Kreislauf wenigstens eine Pumpe eingeschaltet ist, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß der Katheter (90) einlumig ausgebildet ist, in den ersten Kreislauf ein Dialysefilter (112) derart eingeschaltet ist, daß die erste Kammer des Dialysefilters (112) mit einer Zuleitung (74) und einer Ableitung (68) sowie der ersten Kammer des Dialysators (48) einen geschlossenen Kreislauf bildet und die zweite Kammer des Dialysefilters (112) über eine Leitung (66) mit dem Katheter (90) verbunden ist, und in die dem Dialysefilter (112) zugehende Leitung (74) eine erste Pumpe (76) und in die vom Dialysefilter (112) abgehende Leitung (68) eine zweite Pumpe (70) und stromab der zweiten Pumpe (70) ein Speichergefäß (72) eingeschaltet sind.

- 1 2. Gerät nach Anspruch 1, g e k e n n z e i c h n e t
d u r c h eine Einrichtung (60) zur Entziehung von
Ultrafiltrat, die an der Vorrichtung (12) zur Bereit-
stellung der Dialysierflüssigkeit vorgesehen ist.
- 5 3. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die erste Pumpe (76) und die
zweite Pumpe (70) alternierend betrieben werden und
jeweils im Ruhezustand die Leitungen (68, 74) sperren.
- 10 4. Gerät nach Anspruch 3, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Pumpen (70, 76) peristal-
tische Pumpen sind.
- 15 5. Gerät nach Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Vorrichtung (12) zur Be-
reitstellung der Dialysierflüssigkeit als volumen-
konstantes, bilanzierendes System ausgebildet ist.
- 20 6. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß stromab des Dialysators (48)
in die Leitung (74) eine Tropfkammer (78) einge-
schaltet ist, die eine Einrichtung zur Entfernung
von Luft (92) und einen Niveausensor (94) aufweist.
- 25 7. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß in der Schleife (64), in die
das Dialysefilter (112) eingeschaltet ist, eine
Substanz vorgesehen ist, deren Molekulargewicht
- 30 oberhalb der Trenngrenze des Dialysators (48) und
des Dialysefilters (112) liegt.
- 35 8. Gerät nach Anspruch 7, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß an der Leitung (66) ein Sen-
sor (116), an der Leitung (68) ein Sensor (18) und/
oder an der Leitung (50) ein Sensor (120) vorgesehen

1 sind, die über Leitungen (122, 124, 126) mit einem
Überwachungsgerät (114) verbunden sind.

5 9. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß im Kreislauf (64) eine Substanz
vorgesehen ist, deren Molekulargewicht größer ist als
die Trenngrenze des Dialysators (48), jedoch kleiner
ist als die Trenngrenze des Dialysefilters (112).

10 10. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Zuleitung (74) über eine
Leitung (144), in die eine Pumpe (146) oder eine
Klemme (148) eingeschaltet ist, mit einem Gefäß (142)
für eine Zusatzflüssigkeit verbunden ist, wobei die
15 Pumpe (146) oder die Klemme (148) synchron zur Inbe-
triebnahme der Pumpe (76) betätigbar sind.

20 11. Gerät nach Anspruch 10, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Pumpe (146) oder die Klemme
(148) über eine elektrische Leitung (150) mit einem
Ultrafiltrationssteuergerät (102) verbunden sind, die
die Ultrafiltrationspumpe (60) zur Entnahme einer Ul-
trafiltratmenge veranlaßt, die der aus dem Gefäß (142)
abgeführten Flüssigkeitsmenge entspricht.

25 12. Gerät nach Anspruch 1 oder 3, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , daß die Vorrichtung (12)
zur Bereitstellung von Dialysierflüssigkeit eine Bi-
lanzkammer (162) aufweist, die getaktet zur Arbeits-
30 weise der Pumpen (70) und (76) unter Verdrängung der
verbrauchten Dialysierflüssigkeit gefüllt (1. Takt)
und deren Inhalt mit Hilfe der Pumpe (54) durch den
Dialysator (48) gepumpt wird (2. Takt), wobei im
ersten bzw. zweiten Takt die Pumpe (70) bzw. (76)
35 läuft.

- 1 13. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die vom Dialysefilter (112)
abgehende Leitung (66) mit der Abflußleitung (50) des
Dialysators (48) lösbar in der Ruhestellung verbunden
5 ist, die Pumpen (70) und (76) über elektrische Leitun-
gen (180) und (182) mit einem Steuergerät (174) ver-
bunden sind, das in der Spül- und Desinfektionsphase
die Pumpen (70) und (76) derart steuert, daß die
Pumprate der Pumpe (76) gegenüber der Pumpe (70)
10 größer ist.
14. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß zwischen der Pumpe (70) und
dem Dialysefilter (112) von der Leitung (68) eine
15 Leitung (206) abgeht, in die ein sterildichtes,
hydrophobes Filter (212) und ein Ventil (208) einge-
schaltet sind, das über eine elektrische Leitung (214)
mit dem Steuergerät (174) verbunden ist, und die
Ultrafiltratpumpe (60) über eine elektrische Leitung
20 (224) mit dem Steuergerät (174) verbunden ist.
15. Gerät nach Anspruch 14, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß das Steuergerät (174) in der
Prüfphase das Ventil (208) öffnet und die Ultrafiltrat-
25 pumpe (60) in Betrieb nimmt und
mit einem Drucksensor (210), der mit der vom Dialysa-
tor (48) abgehenden Leitung (50) verbunden ist, und/
oder mit einem Niveausensor (216), der an einem Ent-
gasungsgefäß (62) angeordnet ist, verbunden ist, und
30 hierdurch das Druck/Zeit-Verhältnis oder ein Luftleck
bestimmt.
16. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Vorrichtung (202) zur Be-
35 reitstellung der Dialysierflüssigkeit in der Füll-
phase in die offene Betriebsweise schaltbar ist, das
Ventil (208) zur Entfernung der Luft geöffnet ist,

0149001

1 die Pumpe (76) solange eingeschaltet ist, bis am
Sterilfilter (212) Flüssigkeit auftaucht, und die Pumpe
(70) anschließend in Betrieb genommen wird, wobei die
Förderrate der Pumpe (70) geringer ist als die För-
5 derrate der Pumpe (76).

17. Gerät nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Steuervorrichtung (174)
die Vorrichtung (202) nach dem Anschluß der Leitung
10 (66) an den Katheter (90) des Patienten derart steu-
ert, daß eine bestimmte Flüssigkeitsmenge durch die
Leitung (66) und den Katheter abgegeben wird.

18. Gerät nach Anspruch 9, d a d u r c h g e k e n n -
15 z e i c h n e t , daß die Sensoren (116) oder (118)
über Leitungen (128, 130) mit einem Ultrafiltrations-
steuergerät (132) verbunden sind, mit dem durch Ver-
gleich mit der Anfangskonzentration der Substanz zur
Steuerung der Ultrafiltration die Ultrafiltrations-
20 pumpe (60) steuerbar ist.

25

30

35



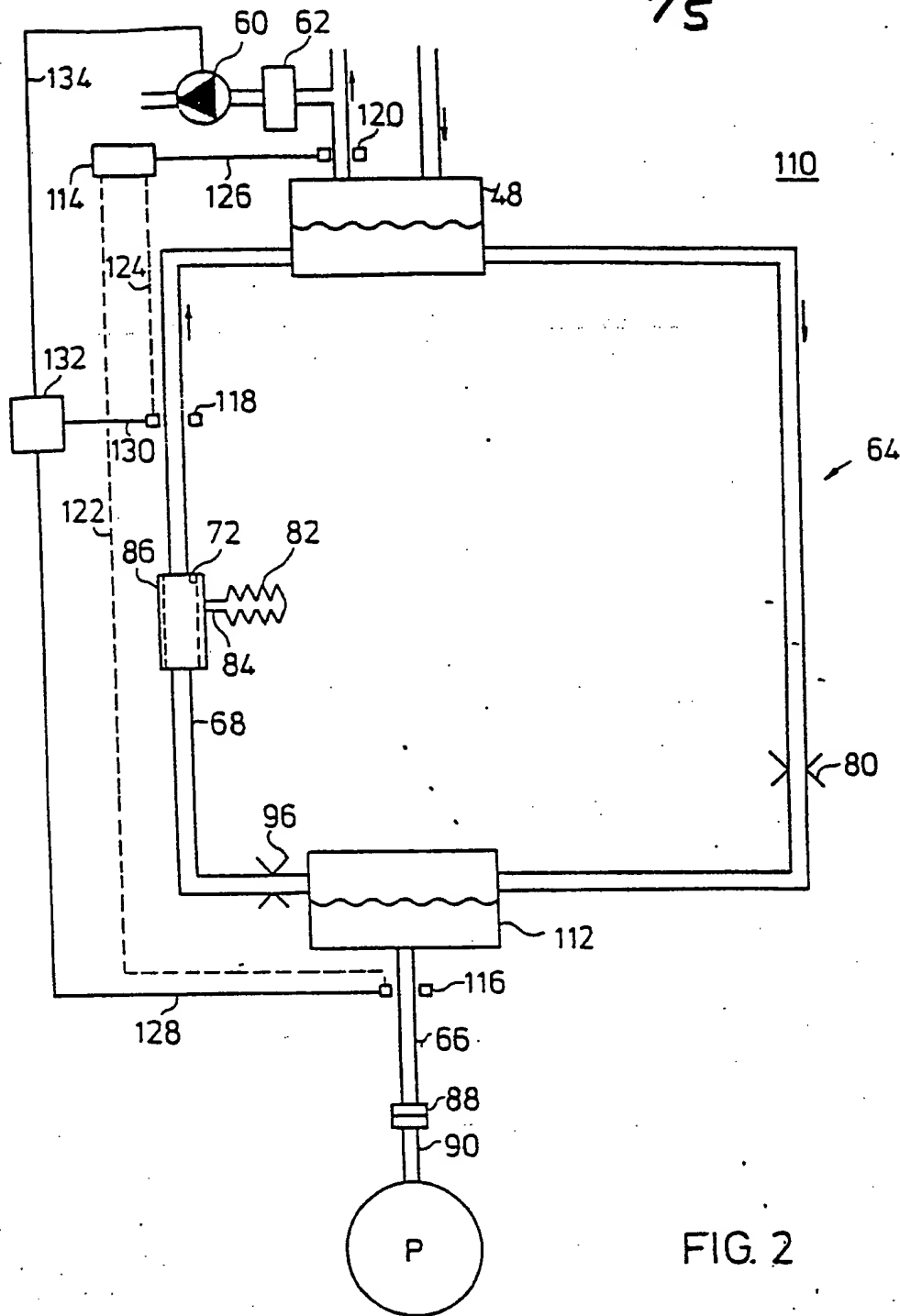


FIG. 2



4/5

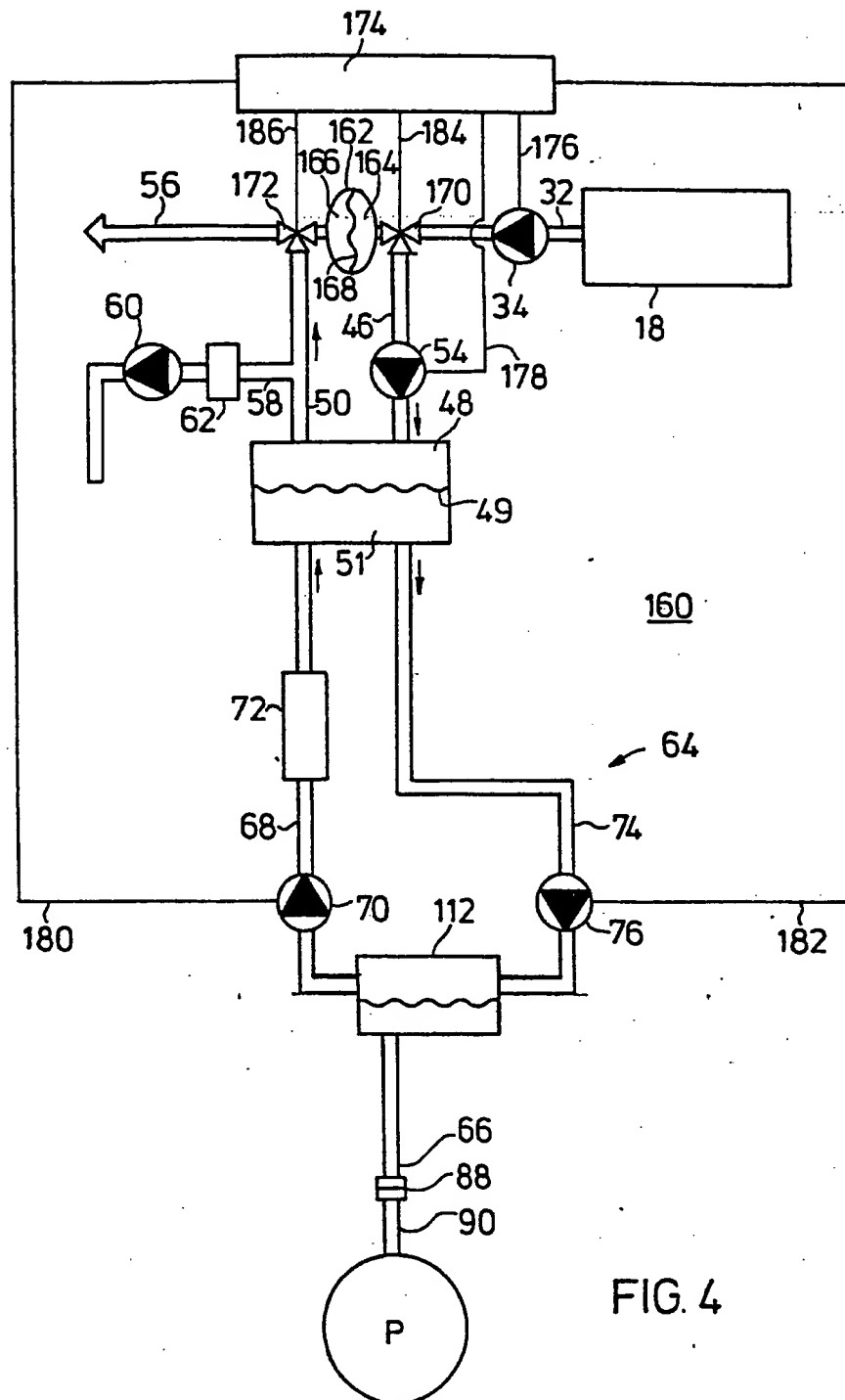


FIG. 4





Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

0149001
Nummer der Anmeldung

| EINSCHLÄGIGE D KUMENTE | | | EP 84110952.3 |
|--|---|---|---|
| Kategorie | Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile | Betrifft Anspruch | KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 4) |
| A | US - A - 4 190 047 (ST.C. JACOBSEN et al.) * Gesamt * | 1-5, 10-12, 17 | A 61 M 1/28 |
| A | US - A - 4 338 190 (M.A. KRAUS et al.) * Gesamt * | 1,2,5, 9-11 | |
| D,A | DE - A1 - 2 838 414 (DR.E. FRESSENIUS) * Gesamt; insbesondere Fig. 1-3; Seite 9, 3. Absatz - Seite 21, 2. Absatz * | 1,2,5, 6,12, 17 | |
| D,A | DE - A1 - 3 131 075 (DR.E. FRESSENIUS) * Gesamt * | 1,5,12 | |
| | | | RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. 4) |
| | | | A 61 M 1/00 A 61 M 5/00 |
| Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt. | | | |
| Recherchenort WIEN | | Abschlußdatum der Recherche 05-03-1985 | Prüfer LUDWIG |
| KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am der nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamili , übereinstimmendes Dokument | | | |